

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**



## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **06078889 A**(43) Date of publication of application: **22.03.94**

(51) Int. Cl.

**A61B 5/0408**  
**A61B 5/0478**  
**A61B 5/0492**  
**G01N 27/26**  
**G01N 27/30**  
**G01N 27/416**  
**// H01B 5/14**

(21) Application number: **04236998**(22) Date of filing: **04.09.92**(71) Applicant: **MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD**

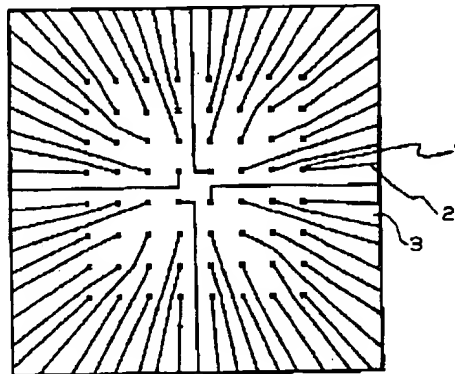
(72) Inventor: **SUGIHARA HIROKAZU**  
**TAKEYA MAKOTO**  
**MITSUMATA TADAYASU**

**(54) INTEGRATED COMPOSITE ELECTRODE**

(57) Abstract:

**PURPOSE:** To enable the simultaneous multipoint excitation and record of the neurocytes over a long period of time and to enhance responsiveness by limiting the length on one side or diameter of square or circular electrodes to a specific range.

**CONSTITUTION:** This integrated composite electrode has plural pieces of the electrodes 1 which are equal in the nearest inter-electrode distance to each other on an insulating substrate 3. Lead wires 2 are approximately radially disposed from the electrodes 1 and an insulating layer to cover these lead wires 2 is provided. The shape of the electrodes 1 is preferably formed to the circular or square shape in order to maintain the specified nearest inter-electrode distance. The change in the potential  $V$  to be measured decreases when a resistance value  $R$  decreases when a current value  $I$  is constant. Namely, the electrical activity of the cells to be measured decreases and S/N falls. The electrode area is, therefore, required to be prudently adjusted. Then, the electrodes 1 are the square or circular shape and the length or diameter of the one side is specified to the value larger than  $20\mu\text{m}$  and smaller than  $200\mu\text{m}$ .



COPYRIGHT: (C)1994,JPO&amp;Japio

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-78889

(43)公開日 平成6年(1994)3月22日

(51)Int.Cl. <sup>5</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B	5/0408			
	5/0478			
	5/0492			
		8119-4C	A 6 1 B 5/ 04	3 0 0 Z
		8119-4C		3 0 0 J
審査請求 未請求 請求項の数 4(全 6 頁) 最終頁に続く				

(21)出願番号 特願平4-236998  
 (22)出願日 平成4年(1992)9月4日

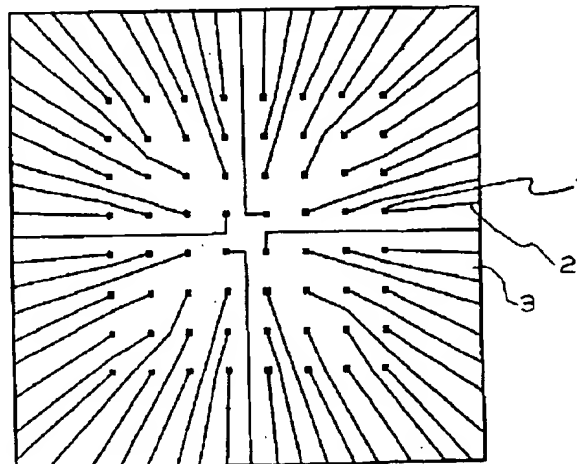
(71)出願人 000005821  
 松下電器産業株式会社  
 大阪府門真市大字門真1006番地  
 (72)発明者 杉原 宏和  
 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器  
 産業株式会社内  
 (72)発明者 竹谷 誠  
 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器  
 産業株式会社内  
 (72)発明者 光亦 忠泰  
 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器  
 産業株式会社内  
 (74)代理人 弁理士 池内 寛幸 (外1名)

(54)【発明の名称】 一体化複合電極

(57)【要約】

【目的】 神経細胞の多点同時刺激・記録を長期に渡り行うことができ、応答性の優れた一体化複合電極を提供する。

【構成】 硬質ガラスの絶縁基盤3上の全面にITO膜を蒸着し、8×8の格子上の各交点に各電極1の中心部が位置し、各電極の最近接の電極の中心間距離が等しく、しかもリード線2が放射状に伸びた形状にITO膜をエッチングする。ついで、絶縁層4としてネガティブフォトセンシティブポリイミドをスピコートし、各電極の中心に一辺50μmの正方形の孔5ができるように、絶縁層パターンを露光形成する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 絶縁基盤上に、最近接の電極間距離が相等しい複数個の電極を備え、前記電極からリード線を略放射状に配設した配線部と、前記リード線をカバーする絶縁層とを設け、かつ電極が、正方形もしくは円形であって、1辺の長さ若しくは直径が $20\mu\text{m}$ よりも大きく、且つ $200\mu\text{m}$ 以下である一体化複合電極。

【請求項2】 最近接の電極間距離が、 $10\sim 1000\mu\text{m}$ である請求項1記載の一体化複合電極。

【請求項3】 リード線をカバーする絶縁層が、各電極上に孔を有し、かつリード線の外部回路との接点部近傍を除いて前記絶縁基盤のほぼ全面に設けられた絶縁層である請求項1または2に記載の一体化複合電極。

【請求項4】 複数個の電極中心部が、 $8\times 8$ の格子上の各交点に位置する請求項1～3のいずれかに記載の一体化複合電極。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、生体活動の電氣的計測、特に神経細胞の電氣的活動を計測する神経電気生理の分野で用いる、多電極を有する一体化複合電極に関する。

## 【0002】

【従来の技術】近年、神経細胞の医学的検討や電気素子としての適用の可能性の検討などが活発に行われてきている。神経細胞が活動する際には、活動電位が発生する。活動電位は、神経細胞のイオン透過性の変化に伴い、細胞膜内外のイオン濃度が変わることによって生じるものである。そして電極により、神経細胞近傍のイオン濃度変化（すなわちイオン電流）に伴う電位変化を測定することによって、神経活動の検出、検討が行われている。

【0003】従来、神経細胞の電氣的活動を計測するには、ガラス電極等からなる記録電極と、金属電極等からなる刺激電極とを各々細胞内または細胞間に挿入し、刺激電極より刺激電流（または電圧）を印加した際の、神経細胞の電氣的活動を記録電極により計測するのが普通であった。

【0004】これ以外にも、例えば細胞体を細管状のガラス吸引電極で突き刺し、細胞帯の内部をガラス吸引電極中の液で還流し、このガラス吸引電極から電気信号を与えて細胞を観察するいわゆる細胞内還流法等多数の変法がある。

【0005】さらには、絶縁性の基盤上にITO（酸化インジウム錫）等の導電性物質で直径（または1辺） $15\sim 20\mu\text{m}$ の電極を形成し、この上で神経細胞を培養することにより、細胞に電極を刺入する事なく、細胞に電氣的刺激を印加し、また神経細胞の電氣的活動を記録する方法についても本発明者等が別途提案している。

## 【0006】

【発明が解決しようとする課題】上述した従来の技術およびその変法においては、ガラス電極など、細胞に比べてかなりの大きさにならざるを得ない電極を用いるので、主に空間的な制約と操作精度上の制約で、1つのサンプル中に一度に2本以上の記録電極を挿入し、神経細胞の電氣的活動を記録する多点同時計測は非常に困難であるという課題があった。

【0007】神経回路網全体の働きを検討するためには、多くの神経細胞の活動を同時に記録する必要もあり、測定点が増えるに従って、困難さの度合いが増加し、多細胞間の観察ができ難いという課題があった。

【0008】さらには、ガラス・金属等の電極を細胞内に刺入する必要があるために、細胞に与える損傷が大きく、数時間以上の長時間にわたる測定ができ難いという問題点があった。

【0009】一方、絶縁性の基盤上にITO等の導電性物質で直径（または1辺） $15\sim 20\mu\text{m}$ の円形（または正方形）の電極を形成したものをを用いれば、多細胞間に渡る信号伝達の観察が可能となる。しかしながら、電極面積が $177\mu\text{m}^2\sim 400\mu\text{m}^2$ と小さいため、培養液界面での電極抵抗は数 $\text{M}\Omega$ となり、通常刺激は定電流で与えられるので、電気抵抗が大きいと電極間には極めて大きな電位差が発生することになり、かかる大きな電圧で長期に渡り電気刺激を与えるとITOの破壊がおき、このため長期に渡る観察が困難であるという問題点があった。

【0010】本発明は、かかる従来の問題点を解決し、神経細胞などの多点同時刺激・計測を簡便に行い、多細胞間に渡る信号伝達観察を数時間以上の長期に渡り可能ならしめる一体化複合電極を提供することを目的とする。

## 【0011】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため、本発明の一体化複合電極は、絶縁基盤上に、最近接の電極間距離が相等しい複数個の電極を備え、前記電極からリード線を略放射状に配設した配線部と、前記リード線をカバーする絶縁層とを設け、かつ電極が、正方形もしくは円形であって、1辺の長さ若しくは直径が $20\mu\text{m}$ よりも大きく、且つ $200\mu\text{m}$ 以下である構成を有する。

【0012】更に、前記本発明の一体化複合電極においては、最近接の電極間距離が、 $10\sim 1000\mu\text{m}$ であることが好ましい。また、前記本発明の一体化複合電極においては、リード線をカバーする絶縁層が、各電極上に孔を有し、かつリード線の外部回路との接点部近傍を除いて前記絶縁基盤のほぼ全面に設けられた絶縁層であることが好ましい。

【0013】更にまた、前記本発明の一体化複合電極においては、複数個の電極中心部が、 $8\times 8$ の格子上の各交点に位置することが好ましい。

## 【0014】

【作用】本発明の一体化複合電極は、絶縁基盤上に、最近接の電極間距離が相等しい複数の電極を備え、前記電極からリード線を略放射状に配設した配線部と、前記リード線をカバーする絶縁層とを設け、かつ電極が、正方形もしくは円形であって、1辺の長さ若しくは直径が20 $\mu$ mよりも大きく、且つ200 $\mu$ m以下であるので、本発明の一体化複合電極上に培養した神経細胞に信号を与え、同時に細胞間の信号の伝達を計測する際に、最近接の電極間距離を測定対象の神経細胞（すなわち細胞体と樹状突起と軸索突起）の長さとはほぼ等しく調整し、しかもこの電極間を等間隔で並ばせることにより、一細胞体が電極上に配置し、この細胞体から伸びた細胞突起を介した細胞体が、隣合う電極上に位置する確立が高くなる。したがって、隣合う細胞体間の信号の伝達を検知できる。

【0015】しかも、電極から伸ばしたリード線を略放射状に配置したので、例えばリード線を平行に配置した場合に比べて、リード線間の容量成分（キャパシタンス）が少なくなり、電気信号であるパルス信号波形の崩れを小さくでき、回路の時定数が小さくなるため、早いパルス信号に対する応答性が向上し、神経細胞活動の速い成分に対する追従性が向上する。

【0016】さらに、電極の直径（または1辺）を20 $\mu$ mより大きく200 $\mu$ m以下の範囲で調整することにより、数時間以上の長時間に渡り細胞に電氣的刺激を与え、かつ細胞の電氣的活動を測定することができる。

【0017】また、前記本発明の一体化複合電極において、最近接の電極間距離が、10～1000 $\mu$ mである好ましい態様とすることにより、一般的に神経細胞の長さがこの範囲内であるので、細胞体が電極上に位置し、且つ神経突起を介して結合する可能性が高く、神経細胞の測定に好都合な電極間距離となる。

【0018】また、前記本発明の一体化複合電極において、リード線をカバーする絶縁層が、各電極上に孔を有し、かつリード線の外部回路との接点部近傍を除いて前記絶縁基盤のほぼ全面に設けられた絶縁層である好ましい態様とすることにより、絶縁層をリード線上のみに選択的に設ける場合に比べ、感光性樹脂からなる絶縁材料を使用して、ほぼ全面にこの樹脂を塗布し、フォトリソグラフィ手法により、各電極上の絶縁層を除去して電極が露出するように孔を開けるなどのフォトリソグラフィで容易に必要な絶縁層が形成でき、生産を容易にすることができるし、絶縁不良の確率を小さくできるので好ましい。

【0019】更にまた、前記本発明の一体化複合電極においては、複数の電極中心部が、8×8の格子状の各交点に位置することにより、前記本発明の電極からリード線を略放射状に配設できる最高の電極数とすることができるので好ましい。

## 【0020】

【実施例】本発明に供される絶縁基盤材料としては、細胞培養後顕微鏡観察するため透明な基盤が好ましく、石英ガラス、鉛ガラス、ホウ珪酸ガラス等のガラス、若しくは石英等の無機物質、または、ポリメタクリル酸メチルまたはその共重合体、ポリスチレン、ポリ塩化ビニル、ポリエステル、ポリプロピレン、尿素樹脂、メラミン樹脂などの透明性を有する有機物質等が挙げられるが、機械的強度と透明性とを加味すると無機物質が好ましい。

【0021】本発明に供される電極材料としては、例えば酸化インジウム錫（ITO）、酸化錫、Cr、Au、Cu、Ni、Al等が使用可能である。特に、ITO若しくは酸化錫を用いると、電極はわずかに黄色を帯びた透明なものとなり、神経細胞の顕微鏡下での視認性が良く、実験操作上有利であるが、とりわけITOが良導伝性であるため望ましい。

【0022】リード線材料にも同様の材料が適応でき、やはり電極材料と同様の理由でITOが好ましい。特に限定するものではないが、通常これらの電極やリード線の厚みは、およそ500～5000オングストローム程度であり、通常これらの材料を絶縁基盤上に蒸着し、フォトリソグラフィを用いてエッチングにより所望のパターンに形成できる。

【0023】また、本発明に供されるリード線を絶縁するための絶縁層材料としては、例えばポリイミド（PI）樹脂、エポキシ樹脂、アクリレート樹脂、ポリエステル樹脂、或はポリアミド樹脂等の透明な樹脂が挙げられる。

【0024】これらの樹脂は、リード線上に通常的手法によって塗布して絶縁層が構成される。なお、絶縁層材料が光照射重合性等の感光性樹脂であると、前述したように電極を露出させるために電極上の絶縁層部分に孔を開けるなどのパターン形成が可能となるため好ましい。

【0025】特に、絶縁層材料がPIであり、培養する細胞が神経細胞である場合には、良好な生育を示すため望ましい。さらにPIの中でも、ネガティブフォトリソグラフィ用ポリイミド（NPI）が、配線部のパターン形成と同様に、略全面にネガティブフォトリソグラフィ用ポリイミドを塗布した後フォトリソグラフィプロセスを用いて電極上に孔を形成できるため好ましい。

【0026】また、絶縁層の厚みは絶縁性が付与できる程度であればよく、特に限定するものではないが、通常0.1～10 $\mu$ mが好ましく、1～5 $\mu$ m程度がさらに好ましい。

【0027】本発明の一体化複合電極は、直接細胞を培養して細胞の電気活動を計測記録する。培養条件若しくは細胞の種類によって、細胞体の大きさ若しくは樹状突起や軸索などの細胞突起の長さが異なるが、一体化複合電極の最近接の電極間距離は、10～1000 $\mu$ mが好

ましい。電極間距離が $10\mu\text{m}$ 未満であると、互いに近接し過ぎるため細胞体が細胞突起を介して相隣合う確立が減り、またリード線の配線も困難となる。また、 $1000\mu\text{m}$ を越えると、リード線の配線はしやすいが、細胞突起が $1000\mu\text{m}$ 程度も伸びることは稀なため、細胞体が電極上に位置する確立が減る。一般の条件で培養した細胞の長さは、哺乳動物の中枢神経細胞の場合、平均 $200\sim300\mu\text{m}$ 程度であるため、電極間距離は $200\sim300\mu\text{m}$ 程度が望ましい。

【0028】電極の形状は、最近接の電極間距離を一定にする要請のため、円形か正方形が好ましい。電極面積については、長期に渡り細胞に電気刺激を印加する際の電極破壊を避けるため、培養液との界面での抵抗を小さくする必要があるため、ある程度以上の大きさが要求される。しかしながら、電極面積が大きくなり培養液との界面での抵抗が小さくなると、測定される細胞の電気的活動は小さくなり、 $S/N$ 比が低下する。すなわち、電流値 $I$ が一定とすると、 $I=V/R$ であるから、抵抗値 $R$ が小さくなると測定される電位 $V$ の変化も小さくなる。つまり測定される細胞の電気的活動が小さくなり $S/N$ 比が低下する。このため、電極面積は慎重に調整される必要があり、円形状の電極の場合直径が $20\mu\text{m}$ より大きく $200\mu\text{m}$ 以下、特に好ましくは $100\sim200\mu\text{m}$ 、正方形形状の電極の場合1辺が $20\mu\text{m}$ より大きく $200\mu\text{m}$ 以下、特に好ましくは $100\sim200\mu\text{m}$ が好ましい。

【0029】さらに、本発明の前述した好ましい態様によれば、一体化複合電極の絶縁層中の孔は、一体化複合電極上で培養した細胞体に電気刺激を与えると同時に、隣合う細胞体から電気的活動を検知するため、電極を露出する目的で形成し、電極中心部に位置する。この孔の大きさは、電極の大きさ以下にすることが好ましく、一辺または直径が $15\sim195\mu\text{m}$ 程度が好ましい。

【0030】また、本発明の一体化複合電極の電極中心部が、同心円状若しくは $8\times8$ 以下の格子状の各交点に位置する構成であると、リード線を放射状に配線でき、特に可能な限り多くの電極を構成し、多点同時刺激・記録を行うという観点からは、 $8\times8$ の格子状の各交点に電極を設けることが望ましい。

【0031】以下具体的実施例で、本発明の一体化複合電極をさらに詳細に説明する。

#### 実施例1

図1は絶縁基盤3上に電極1とリード線2を形成した本発明の一体化複合電極の絶縁層のない状態の配線部のパターンを示した平面図である。図2は図1で示した部材の上に形成された絶縁層のみの平面図の一部切り欠き図である。図3は本発明の一体化複合電極の一部の断面図である。以下これらの図面を参照しながら説明する。

【0032】まず、複合電極配線部の作製について述べる。一体化複合電極の絶縁基盤3は機械的強度の強い透

明な絶縁素材として、 $50\times50\times1\text{mm}$ の硬質ガラス ("IWAKI CODE 7740 GLASS" [岩城硝子(株)製] 以下同じ) を用いた。

【0033】電極1およびリード線2の材料にITOを用い、前記硬質ガラスの絶縁基盤3上の全面に約 $1000\text{\AA}$ の厚に蒸着し、その後洗浄した。次に、 $8\times8$ の格子状の各交点(図2の5で示されたような位置)に各電極1の中心部が位置し、各電極の最近接の電極の中心間距離が等しく、しかもリード線2が放射状に伸びた形状の電極1およびリード線2のパターンになるように、フォトリソを用いて露光し、純水50、塩酸50、硝酸1の体積比で混合した溶液中でITOをエッチングした後、フォトリソを除去した。電極1の直径は $60\mu\text{m}$ 、リード線2の幅は $30\mu\text{m}$ 、電極中心間距離は $300\mu\text{m}$ の配線部を形成した。

【0034】ついで、絶縁層4としてネガティブフォトリソ用ポリイミド(以下NPIと略す)を、乾燥後の厚みが $1\mu\text{m}$ となるようにスピコートし、図2に示すように配線部の各電極の中心に一辺 $50\mu\text{m}$ の正方形の孔5ができるように、絶縁層パターンを露光形成した。

【0035】リード線2の電極1と反対方向の端部近傍の部分の外部回路との接点は、金7およびニッケル8でコートし、耐久性を向上させた。さらに、絶縁層4の孔5の部分の電極1の部分の1%の塩化白金酸六水和物と0.01%酢酸鉛の混合水溶液中に電極を浸漬し、 $50\text{mA}/\text{cm}^2$ の電流を30秒間通電し電極表面に白金黒6を析出させることで、インピーダンスを低下させた後、以下の実験に供した。

【0036】なお、本実施例では電極1およびリード線2の部分にITO、絶縁層にNPIを用いたが、用いる材料はこれらに限定されないことは既に述べた。また、本発明の一体化複合電極を構成するためのプロセスは本実施例の方法に限定されない。

#### 【0037】実施例2

次に、一体化複合電極上での神経細胞の培養について述べる。実施例1のようにして構成した一体化複合電極上で、神経細胞としてラット大脳視覚皮質を培養した。

【0038】以下、培養法について詳細に述べる。

(イ) 妊娠後16~18日を経過したSDラットの胎児の脳を摘出し、氷冷したハンクス平衡塩液(以下HBBSと略す)に浸す。

【0039】(ロ) 氷冷HBBS中の脳から視覚皮質を切り出し、イーグル最小必須培地(以下MEMと略す)液中に移す。

(ハ) MEM液中で、視覚皮質をできるだけ細かく、最大でも $0.2\text{mm}$ 角となるように切断する。

【0040】(ニ) 細かく切断した視覚皮質を遠沈管(遠心分離用試験管)に入れ、カルシウムおよびマグネシウムを含まないHBBS(以下CMF-HBBSと略

す)で3回洗浄した後、適量の同液中に分散する。

【0041】(ホ)上記(ニ)の遠沈管中に、トリプシンのCMF-HBBS溶液(0.25重量%)を加え、全量を倍にする。緩やかに攪拌しながら、37℃で15分から20分間恒温状態に保ち酵素反応をおこなわせた。

【0042】(ヘ)牛胎児血清(FCS)10%を含むダルベッコ変更イーグル培地(DMEM)とHamF-12培地を1対1の体積比で混合したDMEM/F-12混合培地を、上記(ホ)を経た遠沈管に加え、全量をさらに倍にする。先端をバーナーであぶり口径を小さくしたパスツールピペットで、緩やかにピペッティングを繰り返し(最大20回程度)、細胞をほぐす。

【0043】(ト)9806.65m/sec<sup>2</sup>(すなわち1000g)で約5分間遠心分離をおこなう。遠心分離終了後、上清を捨て、沈殿をFCS5%を含むDMEM/F-12混合培地に懸濁する。

【0044】(チ)上記(ト)および(チ)をあと2回(計3回)繰り返す。

(ヌ)最終的に得られた沈殿を、5%FCSを含むDMEM/F-12混合培地に懸濁し、懸濁液中の細胞濃度を赤血球計数盤を用いて計測する。同様の培地を用いて細胞濃度を2~4×10<sup>6</sup>個/mlになるように調整する。

【0045】(ル)一体化複合電極上に直径25mm、高さ6mmのプラスチック製円筒を、複合電極の中心とプラスチック円筒の中心を合わせて接着することにより構成した細胞培養用ウェル中に、あらかじめ5%FCSを含むDMEM/F-12混合培地500μlを加え、CO<sub>2</sub>インキュベータ内(O<sub>2</sub>濃度95%、CO<sub>2</sub>濃度5%、湿度97%、温度37℃)で暖めておく。

【0046】(ヲ)上記(ル)のウェル中に細胞濃度を調整した懸濁液100μlを静かに加え、再びCO<sub>2</sub>インキュベータ内に静置する。

(ヨ)上記(ル)の操作より3日後に、培地の半量を新しいものと交換する。交換培地はFCSを含まないDMEM/F-12混合培地を用いる。

【0047】(タ)以降、4~5日毎に上記と同様の培地交換をおこなう。

これら一連の操作により、一体化複合電極上でラット大脳皮質の神経細胞を培養することができた。

【0048】細胞は絶縁層(NPI)上でも白金黒を析出させた電極上でも良好に生育した。したがって、適切な位置にある電極を刺激電極または記録電極として用いれば、神経細胞電気活動の同時多点計測が可能であった。

【0049】また、ウェルにDMEM/F-12培養液を満たした状態で、2個の電極を通じ、一方を正極他方を負極として100μAの定電流刺激を0.2Hzで48時間以上与えても、電極の破壊はみられなかった。

【0050】したがって、神経細胞電気活動の同時多点計測を48時間以上の長期に渡り連続的におこなうことが可能であった。なお、神経細胞の培養法は本実施例以外にも多くの変法があり、本実施例に限定されるものではない。

【0051】

【発明の効果】本発明は、神経細胞の培養が可能で、従来不可能または非常に困難であった神経細胞電気活動の同時多点計測および多細胞に渡る信号伝達の数時間以上の長期観察が実現でき、また、応答性の優れた一体化複合電極を提供できる。

【0052】また、最近接の電極間距離が、10~1000μmである本発明の好ましい態様とすることにより、各細胞体が各電極上に位置し、且つ神経突起を介して結合する可能性が高くでき、神経細胞の測定に好都合な一体化複合電極を提供できる。

【0053】また、リード線をカバーする絶縁層が、各電極上に孔を有し、かつリード線の外部回路との接点部近傍を除いて前記絶縁基盤のほぼ全面に設けられた絶縁層である本発明の好ましい態様とすることにより、感光性樹脂からなる絶縁材料を使用して、ほぼ全面にこの樹脂を塗布し、フォトリソグラフィ手法により、容易に必要な絶縁層パターンが形成でき、生産が容易で、絶縁不良の確率の小さい一体化複合電極を提供できる。

【0054】また、複数個の電極中心部が、8×8の格子状の各交点に位置する本発明の好ましい態様とすることにより、電極からリード線を略放射状に配設できる最高の電極数を有する一体化複合電極を提供できる。

【0055】

【図面の簡単な説明】

【0056】

【図1】本発明の一実施例の絶縁基盤上に電極とリード線を形成した本発明の一体化電極の絶縁層のない状態の配線部のパターンを示した平面図である。

【0057】

【図2】本発明の一体化複合電極の一実施例の絶縁層のみの平面図の一部切り欠き図である。

【0058】

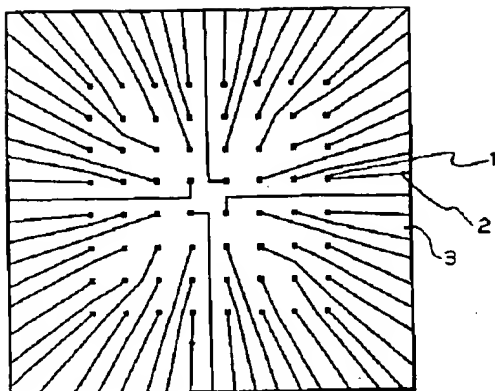
【図3】本発明の一体化複合電極の一実施例の一部の断面図である。

【0059】

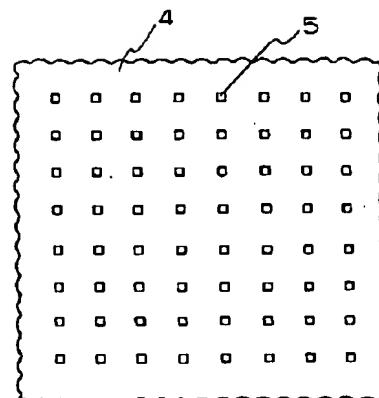
【符号の説明】

- 1 電極
- 2 リード線
- 3 絶縁基盤
- 4 絶縁層
- 5 孔
- 6 白金黒
- 7 金
- 8 ニッケル

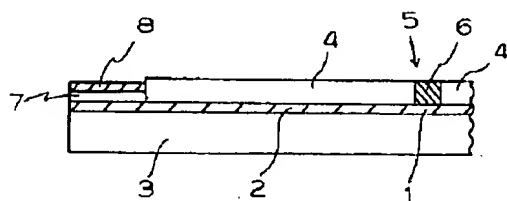
【図1】



【図2】



【図3】



フロントページの続き

(51) Int. Cl. <sup>5</sup>

G 0 1 N 27/26

27/30

27/416

// H 0 1 B 5/14

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

U 7235-2J

F 7235-2J

Z

7235-2J

G 0 1 N 27/46

3 4 1 M